

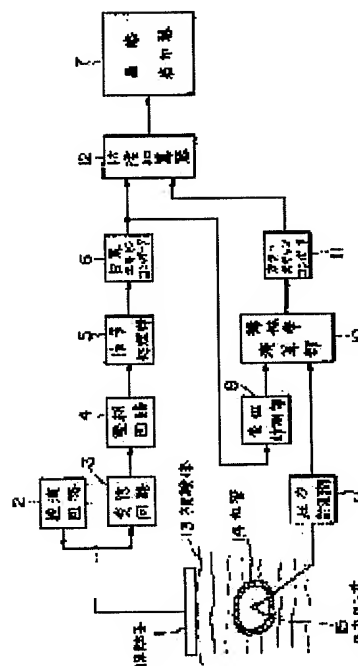
A61B 8/08
A61B 8/14

(71)Applicant : ISHIHARA KEN
HITACHI MEDICAL CORP

(72)Inventor : ISHIHARA KEN
OGAWA TOSHIO
KISHIMOTO SHINJI
KONDO TOSHIRO

A circuit diagram showing a 5V DC voltage source connected in series with a 10k resistor. This combination is connected to a node that branches into two parallel resistors: a 100k resistor and another 10k resistor. The other ends of these resistors are connected to ground.

8, 9
ation
atching
scann
are a



07.05.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3268396

[Date of registration] 18.01.2002

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平5-317313

(43) 公開日 平成5年(1993)12月3日

(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B	8/08	7807-4C		
	8/14	7807-4C		

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平4-147957

(22) 出願日 平成4年(1992)5月15日

(71) 出願人 590004604

石原 謙

兵庫県宝塚市千種1丁目1番地の15

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 石原 謙

兵庫県宝塚市千種1丁目1番地の15

(72) 発明者 小川 俊雄

千葉県柏市新十番二番1号 株式会社日立

メディコ技術研究所内

(74) 代理人 弁理士 西山 春之

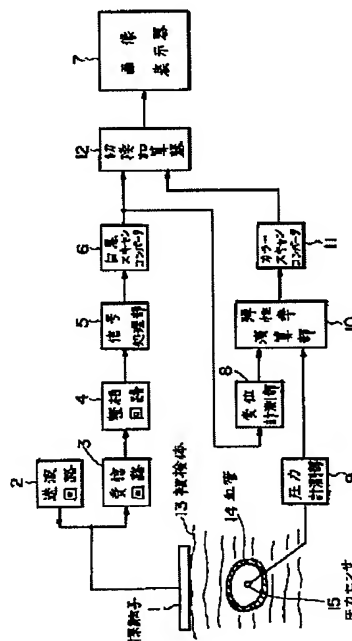
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【目的】 超音波診断装置において、生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像を表示する。

【構成】 断層走査手段によって得た時系列の二つの断層像間で演算を行って断層像上の各点の移動量又は変位を計測する変位計測手段8と、被検体の診断部位の体腔内圧力を計測又は推定する圧力計測手段9と、上記各計測手段で求めた変位及び圧力から断層像上の各点の弾性率を演算して弾性画像データを生成する弾性率演算手段10と、この弾性率演算手段10からの弾性画像データを入力して色相情報を付与する色相情報変換手段11と、上記断層走査手段からの白黒の断層像データと色相情報変換手段11からのカラーの弾性画像データとを加算又は切り換える切換加算手段12とを備え、この切換加算手段12からの画像データを画像表示手段7に表示するようにしたものである。これにより、生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像を表示することができる。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段からの反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の断層像データを所定周期で繰り返して得る断層走査手段と、この断層走査手段によって得た時系列の断層像データを表示する画像表示手段とを有する超音波診断装置において、上記断層走査手段によって得た時系列の二つの断層像間で演算を行って断層像上の各点の移動量又は変位を計測する変位計測手段と、上記被検体の診断部位の体腔内圧力を計測又は推定する圧力計測手段と、上記各計測手段で求めた変位及び圧力から断層像上の各点の弾性率を演算して弾性画像データを生成する弾性率演算手段と、この弾性率演算手段からの弾性画像データを入力して色相情報を付与する色相情報変換手段と、上記断層走査手段からの白黒の断層像データと色相情報変換手段からのカラーの弾性画像データとを加算又は切り換える切換加算手段とを備え、この切換加算手段からの画像データを上記画像表示手段に表示するようにしたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、超音波を利用して被検体の診断部位について断層像を得る超音波診断装置に関し、特に時系列の二つの断層像からその画像上の各点の弾性率を演算し、生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像として表示することができる超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来の一般的な超音波診断装置は、被検体に超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段からの反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の断層像データを所定周期で繰り返して得る断層走査手段と、この断層走査手段によって得た時系列の断層像データを表示する画像表示手段とを有して成っていた。そして、被検体内部の生体組織の構造を例えばBモード像として表示していた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、従来の超音波診断装置においては、被検体内部の生体組織の構造は表示することができたが、その生体組織が硬いのかあるいは柔らかいのかを計測して表示することはできなかった。従って、例えば血管の診断において、血管の位置や血流状態は表示できたが、その血管が正常なのかあるいは動脈硬化を起しているのかは画像表示上ではわからないものであった。

【0004】 これに関連して、超音波診断装置において、対象臓器の各部分の変位を計測する手法として、時系列的に連続する2枚の断層像間で差分演算し、この差分画像から変位を計測することが行われているが、この

2

ようにして抽出した変位のみでは各部分の硬さや柔らかさを計測することは不可能であった。

【0005】 これに対して、最近、被検体の体表面から外力を加え、この外力が生体内部で減衰するカーブを仮定し、この仮定された減衰カーブから各点における圧力と変位を求めて弾性率を計測し、この弾性率のデータを基に弾性画像を得る方法が、「超音波イメージング」第13巻第2号・1991年4月（Ultrasonic Imaging, Vol. 13 No. 2, April 1991）のJ. オファ著「弾性画像」（J. Ophir “ELASTOGRAPHY”）の項で提案されている。このような弾性画像によれば、生体組織の硬さや柔らかさを計測して表示することができるが、この方法は主として腹部などの比較的大きな臓器に対しては有効であるものの、頸動脈などの比較的小さい臓器や動きの激しい心臓壁などに対しては、生体内部で力が減衰するカーブを仮定するのがむずかしく、弾性率の計測が容易にはできず、弾性画像を得るのが困難と思われる。

【0006】 そこで、本発明は、このような問題点に対処し、時系列の二つの断層像からその画像上の各点の弾性率を演算し、生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像として表示することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するために、本発明による超音波診断装置は、被検体に超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段からの反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の断層像データを所定周期で繰り返して得る断層走査手段と、この断層走査手段によって得た時系列の断層像データを表示する画像表示手段とを有する超音波診断装置において、上記断層走査手段によって得た時系列の二つの断層像間で演算を行って断層像上の各点の移動量又は変位を計測する変位計測手段と、上記被検体の診断部位の体腔内圧力を計測又は推定する圧力計測手段と、上記各計測手段で求めた変位及び圧力から断層像上の各点の弾性率を演算して弾性画像データを生成する弾性率演算手段と、この弾性率演算手段からの弾性画像データを入力して色相情報を付与する色相情報変換手段と、上記断層走査手段からの白黒の断層像データと色相情報変換手段からのカラーの弾性画像データとを加算又は切り換える切換加算手段とを備え、この切換加算手段からの画像データを上記画像表示手段に表示するようにしたものである。

【0008】

【作用】 このように構成された超音波診断装置は、変位計測手段により断層走査手段にて得た時系列の二つの断層像間で演算を行って断層像上の各点の移動量又は変位を計測し、圧力計測手段で被検体の診断部位の体腔内圧力を計測又は推定し、弾性率演算手段により上記各計測手段で求めた変位及び圧力から断層像上の各点の弾性率

を演算して弾性画像データを生成し、色相情報変換手段で上記弾性率演算手段からの弾性画像データを入力して色相情報を付与し、さらに切換加算手段により上記断層走査手段からの白黒の断層像データと色相情報変換手段からのカラーの弾性画像データとを加算又は切り換えるように動作する。これにより、診断部位の生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像を、生体組織の構造を表す断層像と共に、若しくは単独で表示することができる。

【0009】

【実施例】以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。図1は本発明による超音波診断装置の実施例を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を利用して被検体の診断部位について断層像を得ると共に、生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像を表示するもので、図に示すように、探触子1と、送波回路2と、受信回路3と、整相回路4と、信号処理部5と、白黒スキャンコンバータ6と、画像表示器7とを有し、さらに変位計測部8と、圧力計測部9と、弾性率演算部10と、カラーコンバータ11と、切換加算器12とを備えて成る。

【0010】上記探触子1は、機械的または電子的にビーム走査を行って被検体に超音波を送信及び受信するもので、図示省略したがその中には超音波の発生源であると共に反射エコーを受信する振動子が内蔵されている。送波回路2は、上記探触子1を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成すると共に、内蔵の送波整相回路により送信される超音波の収束点のある深さに設定するものである。受信回路3は、上記探触子1で受信した反射エコーの信号について所定のゲインで増幅するものである。また、整相回路4は、上記受信回路3で増幅された受波信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対して超音波ビームを形成するものである。さらに、信号処理部5は、上記整相回路4からの受波信号を入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行うものである。そして、これらの探触子1と送波回路2と受信回路3と整相回路4と信号処理部5との全体で超音波送受信手段を構成しており、上記探触子1で超音波ビームを被検体の体内で一定方向に走査させることにより、1枚の断層像を得るようになっている。

【0011】白黒スキャンコンバータ6は、上記超音波送受信手段の信号処理部5から出力される反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の断層像データを超音波送波周期で得、このデータを表示するためテレビ同期で読み出すための断層走査手段及びシステムの制御を行うための手段となるもので、上記信号処理部5からの反射エコー信号をデジタル信号に変換するA/D変換器と、このA/D変換器でデジタル化された断層像データを時系列に記憶する複数枚のフレームメモリと、こ

これらの動作を制御するコントローラなどから成る。

【0012】また、画像表示器7は、上記白黒スキャンコンバータ6によって得た時系列の断層像データを表示する手段となるもので、該白黒スキャンコンバータ6から出力され後述の切換加算器12を介して入力した画像データをアナログ信号に変換するD/A変換器と、このD/A変換器からのアナログビデオ信号を入力して画像として表示するカラーテレビモニタとから成る。

【0013】ここで、本発明においては、上記白黒スキャンコンバータ6の出力側から分岐して変位計測部8が設けられると共に、これと並列に圧力計測部9が設けられ、これらの後段には弾性率演算部10が設けられ、かつこの弾性率演算部10の出力側にはカラーコンバータ11が設けられ、さらにこのカラーコンバータ11と上記白黒スキャンコンバータ6の出力側には切換加算器12が設けられている。

【0014】上記変位計測部8は、前記白黒スキャンコンバータ6によって得られた時系列の二つの断層像間で演算を行って断層像上の各点の移動量又は変位を計測する手段となるもので、上記白黒スキャンコンバータ6から出力される時系列的に連続する二つの断層像から2次元相関処理により、断層像上の各点の移動ベクトル（変位の方向と大きさ）を計測するようになっている。この移動ベクトルの検出法としては、ブロック・マッチング法とグラジエント法とがある。ブロック・マッチング法は、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、現フレーム中の着目しているブロックに最も近似しているブロックを前フレームから探し、これを参照して予測符号化を行うものである。

【0015】圧力計測部9は、被検体13の診断部位の体内腔内圧力を計測又は推定する手段となるもので、図1に示すように、例えば診断部位の血管14内に圧力センサ15としてのカテーテルなどを挿入し、この圧力センサ15で計測した検出信号を取り込んで上記血管14内の血圧を直接計測するようになっている。しかし、診断部位の体内腔内にカテーテルを挿入するのは被検体に対し苦痛を与えるので、第二の方法としては、間接的に体内腔内の血圧を推定する方法として、被検体の体表面から計測されたコロトコフ音から最高及び最低血圧を測定すると共に、血圧波形の立上り及び立下り点は脈波波形から決定し、これらの四つのパラメータから血圧波形を推定する方法がある。さらに、第三の方法としては、血中パルスに対する超音波共振現象を利用して血圧を計測する方法も考えられる。上記第二又は第三の方法によれば、被検体に与える苦痛を軽減することができる。

【0016】そして、弾性率演算部10は、上記変位計測部8及び圧力計測部9でそれぞれ求めた移動量及び圧力から断層像上の各点の弾性率を演算して弾性画像データを生成する手段となるもので、圧力の変化を移動量の変化で除したヤング率を計算して求めるようになっている。

る。

【0017】また、カラーキャンコンバータ11は、上記弾性率演算部10から出力される弾性画像データを入力して赤、緑、青などの色相情報を付与する色相情報変換手段となるもので、例えば弾性率の大きい画像データは赤色コードに変換し、弾性率の小さい画像データは青色コードに変換するようになっている。

【0018】さらに、切換加算器12は、前記白黒キャンコンバータ6からの白黒の断層像データと上記カラーキャンコンバータ11からのカラーの弾性画像データとを入力し、両画像データを加算又は切り換える手段となるもので、白黒の断層像データだけ又はカラーの弾性画像データだけを出力したり、あるいは両画像データを加算合成して出力したりするように切り換えるようになっている。そして、この切換加算器12から出力された画像データが前記画像表示器7へ送られるようになっている。

【0019】次に、このように構成された超音波診断装置の動作について説明する。まず、被検体13の体表面に接触された探触子1に送波回路2により高圧電気パルス（図3（a）参照）を印加して超音波を打ち出し、診断部位からの反射エコー信号を上記探触子1で受信する。次に、この受信信号は、受信回路3へ入力して前置増幅された後、整相回路4へ入力する。そして、この整相回路4により位相が揃えられた受信信号は、次の信号処理部5で圧縮、検波などの信号処理を受けた後、白黒キャンコンバータ6*
20

$$S_{ij} = \sum_{p=0}^{N-1} \sum_{q=0}^{N-1} |X_m(Nk+p, Nl+q) - X_{m-1}(Nk+p+i, Nl+q+j)| \quad \dots (1)$$

そして、位置の移動を示す (i, j) を種々変えていろいろな S_{ij} を計算し、その最小値を求め、このときの※

$$|\Delta L| = \sqrt{i^2 + j^2} \cdot p$$

となる。ただし、 p は画素ピッチである。

【0022】このようにして求めた変位 ΔL の時間変化の様子を表すと、例えば図3（a）に示すようになる。サンプリング間隔 S は、図3（c）に示す撮像時間 T と同一であり、例えば1～100ms程度である。そして、この変位 ΔL の時間変化の波形は、1心拍に対応して略同一波形を繰り返している。この結果、式（2）を用いて、2次元変位分布が $\Delta L/L$ として求められる。
40

【0023】一方、圧力計測部9においては、血管14内に挿入された圧力センサ15によって血圧が計測さ★

$$Y_m = \frac{\Delta P}{\Delta L/L} \quad \dots (3)$$

このようにして求めた弾性率 Y_m の時間変化の様子を表すと、例えば図3（c）に示すようになる。この場合、撮像時間 T ごとの各サンプリング点において、上記の式（3）を用いて演算される。なお、図3（c）においては、画像上の1画素の時間変化を表しているが、この演
50

*へ入力する。この白黒キャンコンバータ6では、上記受信信号がA/D変換されると共に、時系列的に連続する複数の断層像データとして内部の複数枚のフレームメモリに記憶される。

【0020】次に、上記白黒キャンコンバータ6内に記憶された断層像データのうち時系列的に連続する2枚の画像データが順次読み出され、変位計測部8へ入力して2次元変位分布を求める。この2次元変位分布の算出は、前述の移動ベクトルの検出法としての例えばブロック・マッチング法によって行うが、以下にこの方法を図2を参照して詳しく説明する。

【0021】図2において、現フレームを第 m フレームとし、前フレームを第 $(m-1)$ フレームとする。そして、各フレーム上の画像を $N \times N$ 画素からなる複数のブロックに分ける。ここで、画像上の移動物体は、第 $(m-1)$ フレームの A_1 の位置から、第 m フレームの A_2 の位置へ移動したとする。このような状態で、第 m フレームを符号化対象フレームとして、 $N \times N$ 画素からなる各ブロック中の左上端の画素位置 (Nk, Nl) における値を $X_m(Nk, Nl)$ とする。そして、前フレームの第 $(m-1)$ フレーム上で位置を (i, j) だけずらしたブロック中の左上端の画素位置 $(Nk+i, Nl+j)$ における値を $X_{m-1}(Nk+i, Nl+j)$ とする。そこで、第 $(m-1)$ フレームにおけるブロックと第 m フレームにおけるブロックとの差分の絶対値と S_{ij} を次式で計算する。

※ (i, j) を移動ベクトルとする。この移動ベクトル、すなわち変位を ΔL とすると、
… (2)

★れ、その計測信号が上記圧力計測部9に保持されている。このようにして計測された圧力 ΔP の時間変化の様子を表すと、例えば図3（b）に示すようになる。ここでも、サンプリング間隔 S は、図3（c）に示す撮像時間 T と同一である。

【0024】次に、上記変位計測部8及び圧力計測部9から出力されたそれぞれの計測信号は、弾性率演算部10へ入力し、次式によって弾性率（ヤング率） Y_m が演算される。

算を2次元的に行う。すなわち、前記変位計測部8において2次元的な変位測定が可能であるので、上記式（3）により、2次元的な弾性率 Y_m の分布を得ることが可能となる。これにより、時系列的に連続する各画像ごとの各点の弾性率が求められ、2次元の弾性画像デー

タが連続的に得られる。

【0025】図4は被検体13の診断部位の血管14を模式的に示す説明図である。破線で示す血管14'が収縮状態であり、実線で示す血管14が拡張状態であるとする。血管内部の血圧変化 ΔP に対応して血管壁が ΔL だけ変化する様子を表している。このことから、同じ圧力の変化 ΔP に対して、変位 ΔL が大きい場合は柔らかい血管であり、変位 ΔL が小さい場合は硬い血管であると言える。従って、前述の式(3)からわかるように、柔らかい血管の場合は求めた弾性率 Y_m の値が小さくなり、硬い血管の場合は弾性率 Y_m の値が大きくなる。すなわち、逆に、式(3)により弾性率 Y_m を求めると、その値の大小により生体組織の硬さ又は柔らかさを計測することができる。

【0026】上記のようにして求められた弾性画像データは、次にカラー स्कаныコンバータ11へ入力して、色相情報に変換される。ここでは、弾性率 Y_m が大きく硬い組織の画像データについては例えば赤色コードに変換し、弾性率 Y_m が小さく柔らかい組織の画像データに*

$$\beta = \frac{\ln(P/P_s)}{R/R_s - 1}$$

ただし、 P は血管内圧、 P_s は基準内圧(最低血圧又は100mmHg)、 R は血管内圧 P における血管外半径、 R_s は基準内圧 P_s に対する血管外半径。である。この β は、※

$$E_p = \frac{\delta P}{\delta R/R}$$

ただし、 δ は増分を示す。である。従って、この式(5)は、前述の式(3)の表現と等価であるが、生理★

$$E_{inc} = \frac{\delta P}{\delta R_0} \cdot \frac{2(1-\nu^2) \cdot R_i^2 \cdot R_0}{(R_0^2 - R_i^2)}$$

ただし、 R_0 は血管外半径、 R_i は血管内半径、 ν はポアソン比(血管壁は非圧縮性とみなせるので0.5とする)。である。この増分弾性係数 E_{inc} は、動脈壁の物性を表すと考えられ、医学的には極めて重要なパラメータである。

【0031】また、図1に示す例では、被検体13の体表面に探触子1を接触させる場合について説明したが、本発明はこれに限らず、経食道探触子又は血管内探触子を用いる場合でも同様に適用できる。

【0032】

【発明の効果】本発明は以上のように構成されたので、変位計測手段により断層走査手段にて得た時系列の二つの断層像間で演算を行って断層像上の各点の移動量又は変位を計測し、圧力計測手段で被検体の診断部位の体腔内圧力を計測又は推定し、弾性率演算手段により上記各計測手段で求めた変位及び圧力から断層像上の各点の弾性率を演算して弾性画像データを生成し、色相情報変換手段で上記弾性率演算手段からの弾性画像データを入力して色相情報を付与し、さらに切換加算手段により上記断層走査手段からの白黒の断層像データと色相情報変換

*については青色コードに変換する。その後、切換加算器12を介して、白黒の断層像と加算合成され、又は単独で画像表示器7へ送られ、その画面に画像表示される。図5はその画像表示例を示す説明図であり、白黒のBモード像16の一部分をカラー化された弾性画像17で置換した例を示している。これ以外にも、Bモード像16による全体像の上に、カラー化された弾性画像17を重ねて表示してもよい。その他、種々の変形した組み合わせにより表示してもよい。

10 【0027】なお、以上の弾性画像の形成については、前述の式(3)では生体組織のヤング率 Y_m を求めて弾性画像データを生成する例を説明したが、本発明はこれに限らず、他のパラメータを用いて弾性率を演算してもよい。例えば、スティフネスパラメータ β 、圧弾性係数 E_p 、増分弾性係数 E_{inc} などの動脈壁の硬さや物性を記述するパラメータを用いてもよい。

【0028】ここで、上記スティフネスパラメータ β は、

$$\dots (4)$$

※血管壁材質のみならず、血管壁の厚さと径とを含むパラメータである。

【0029】また、圧弾性係数 E_p は、

$$\dots (5)$$

★学的には上記の用語で定義されている。

【0030】さらに、増分弾性係数 E_{inc} は、

$$\dots (6)$$

手段からのカラーの弾性画像データとを加算又は切り換えることができる。これにより、診断部位の生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像を、生体組織の構造を表す断層像と共に、若しくは単独で表示することができる。従って、例えば血管の診断において、その血管が正常なのかあるいは動脈硬化を起しているのかを画像表示上で診断可能とすることができる。

【図面の簡単な説明】

40 【図1】 本発明による超音波診断装置の実施例を示すブロック図、

【図2】 2次元変位分布を求めるブロック・マッチング法を説明するための図、

【図3】 求めた変位、圧力、弾性率の時間変化の様子を示すグラフ、

【図4】 診断部位の血管を模式的に示す説明図、

【図5】 得られたBモードの断層像及び弾性画像の表示例を示す説明図。

【符号の説明】

1…探触子、 2…送波回路、 3…受信回路、 4…整相回路、 5…信号処理部、 6…白黒スキャンコン

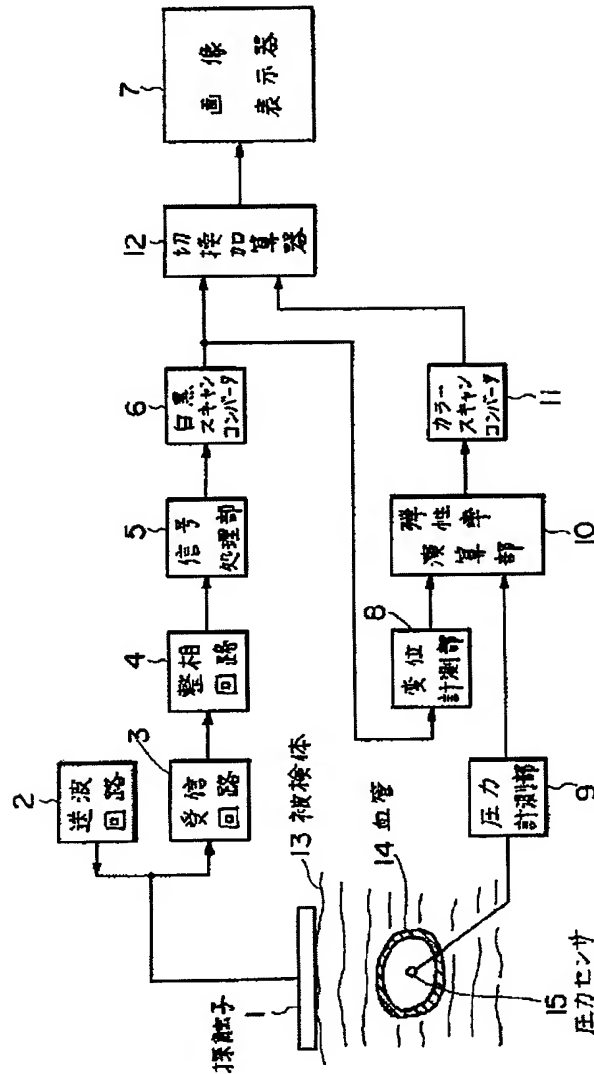
9

10

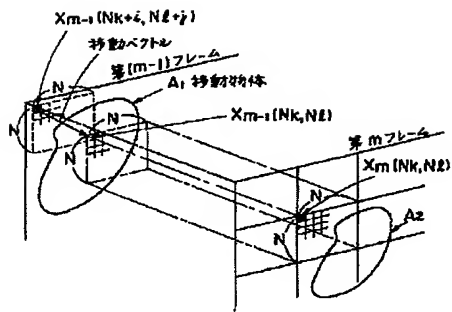
パート、 7…画像表示器、 8…変位計測部、 9…
圧力計測部、 10…弾性率演算部、 11…カラー
キャンコンバータ、 12…切換加算器、 13…被検

体、 14…血管、 15…圧力センサ、 16…Bモ
ード像、 17…弾性画像。

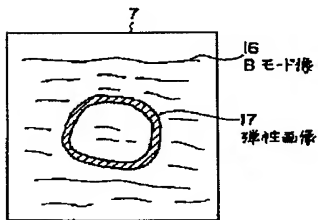
【図1】



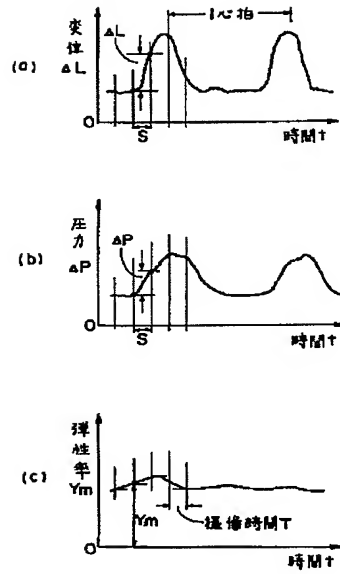
【図2】



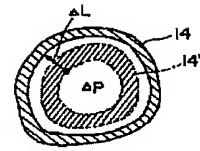
【図5】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 岸 本 眞 治
千葉県柏市新十番二番1号 株式会社日
立メディコ技術研究所内

(72)発明者 近 藤 敏 郎
千葉県柏市新十番二番1号 株式会社日
立メディコ技術研究所内